

## Sistema de Tomografía de Impedancia Eléctrica Tridimensional basado en el convertidor de impedancia AD5933

Mosquera, Víctor Hugo.<sup>a,\*</sup>, Imbachí, Huber Faruk.<sup>a</sup>, Muñoz, Juan David.<sup>b</sup>

<sup>a</sup> Departamento de Electrónica, Instrumentación y Control, Universidad del Cauca, Calle 5 # 4-70, Popayán, Colombia.

<sup>b</sup> Corporación Universitaria Comfacauca, Ingeniería Electrónica, Calle 4 #8-30, Popayán, Colombia.

---

### Resumen

La Tomografía de Impedancia Eléctrica (TIE) es una técnica para visualizar la distribución de impedancia en un objeto de estudio. Este trabajo propone un sistema de TIE 3D portátil e inalámbrico basado en el convertidor de impedancia AD5933 de Analog Devices. El sistema controla dos anillos de 16 electrodos mediante cuatro multiplexores ADG732. Un microcontrolador ESP32-S3 controla cada ADG732, configura el AD5933 y gestiona la comunicación Bluetooth. Experimentos in-vitro evalúan el rendimiento del prototipo propuesto. Con una señal de corriente de 50 kHz y una amplitud de 1 mA, el prototipo alcanza una relación señal/ruido (SNR) media de 70 dB. Además, detectan cambios de impedancia en un tanque con solución salina al introducir simultáneamente elementos conductores, no conductores y vegetales. Las imágenes de impedancia se generan mediante MATLAB y EIDORS (software de reconstrucción de tomografía de impedancia eléctrica y tomografía óptica difusa).

*Palabras clave:* Tomografía de impedancia eléctrica, sistema EIT, imagen de distribución de impedancia.

### Paper Title in English, Bold Style

#### Abstract

Electrical Impedance Tomography (EIT) is a technique for imaging the impedance distribution within an object under study. This work proposes a portable and wireless 3D-EIT system based on the Analog Devices AD5933 impedance converter. The system controls two rings of 16 electrodes using four ADG732 multiplexers. An ESP32-S3 microcontroller manages each ADG732, configures the AD5933, and handles Bluetooth communication. In-vitro experiments assess the performance of the proposed prototype. With a 50 kHz current signal and amplitude of 1 mA, the prototype achieves a mean SNR of 70 dB. Furthermore, impedance changes within a saline phantom are detected when conductive, non-conductive, and plant-based elements are simultaneously introduced. Impedance images are generated using MATLAB and EIDORS (Electrical Impedance Tomography and Diffuse Optical Tomography Reconstruction Software).

*Keywords:* Electrical Impedance Tomography, EIT System, Impedance distribution image.

---

### 1. Introducción

La tomografía de impedancia eléctrica (TIE) es una técnica versátil y prometedora en el campo biomédico, además de ser libre de radiación (Li, y otros, 2023) (Escobar Revelo, 2020) (Bayford, y otros, 2024). El uso de la TIE en la monitorización de la presión arterial, la detección de aterosclerosis, la determinación de la densidad ósea, la imagenología cerebral y la función pulmonar, entre otros (Mansouri, y otros, 2021) (Escobar Revelo, 2020) (Ke, y otros, 2022) (Tomasino, y otros, 2020), evidencia el potencial

de esta técnica. La TIE puede generar imágenes de la distribución de impedancia de una sección transversal (TIE-2D) o de un volumen (TIE-3D). La TIE-2D consiste en medir los voltajes de electrodos de superficie colocados en un plano transversal, lo que genera imágenes bidimensionales. Sin embargo, la resolución espacial fuera del plano es limitada. La adquisición y reconstrucción de datos en TIE-2D son generalmente más sencillas y menos exigentes desde el punto de vista computacional. Además, las configuraciones de los electrodos son limitadas, la interpretación de los datos es más directa y la adquisición y el procesamiento de datos

---

\*Autor para correspondencia: mosquera@unicauca.edu.co

Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0 International (CC BY-NC-SA 4.0)

suelen ser más rápidos (Adler, y otros, 2021) (da Mata, y otros, 2021). Por el contrario, la TIE-3D requiere la recopilación de mayores cantidades de datos de electrodos distribuidos en múltiples planos transversales, lo que permite la reconstrucción de distribuciones de impedancia tridimensionales (Gómez-Cortés, y otros, 2022).

La TIE-3D ofrece varias ventajas sobre la TIE-2D. Dado que la corriente inyectada en el objeto de estudio se propaga en tres dimensiones, la TIE-3D proporciona información más precisa que la TIE-2D, en la cual se asume que la propagación de la corriente se limita a un solo plano (Vauhkonen, y otros, 1999) (Vauhkonen, y otros, 1999) (Châteaux, y otros, 2000) (Binley, y otros, 1996). Además, la TIE-3D genera conjuntos de datos más grandes, lo que mejora la resolución espacial (Rerkratn, y otros, 2000) (Kleiner mann, y otros, 1996). Estas ventajas permiten a la TIE-3D estimar el volumen y la ubicación de los tumores, como en (Gómez-Cortés, y otros, 2022) donde esta técnica permitió detectar tumores de mama de hasta 5 mm de diámetro. Además, la TIE-3D permite el análisis de profundidad dentro de un volumen, lo que la hace especialmente útil para aplicaciones de imágenes cerebrales, como la monitorización de accidentes cerebrovasculares y edemas cerebrales (Ke, y otros, 2022).

El objetivo de este trabajo es proponer un prototipo económico de un sistema TIE-3D de alta resolución espacial, basado en el convertidor de impedancia de alta precisión AD5933. El prototipo se basa en el trabajo de (Muñoz, y otros, 2022), que demostró un buen rendimiento en TIE-2D. El sistema propuesto consta de una fuente de corriente, un amplificador de instrumentación, una red de protección, circuitos de multiplexación, el convertidor de impedancia AD5933 y el módulo ESP32-S3, que gestiona el control y la comunicación con un computador mediante Bluetooth. El uso del AD5933 resulta ventajoso porque integra un convertidor analógico-digital (ADC), un amplificador de corriente-tensión, un amplificador de ganancia programable (PGA), un convertidor digital-analógico (DAC) y un procesador de señal digital (DSP) en un solo chip, simplificando así el hardware de un sistema TIE-3D.

## 2. Materiales y Métodos

Un sistema de TIE consta de un hardware que permite inyectar una señal de corriente bipolar mediante electrodos de superficie ubicados sobre el objeto de estudio, además, el sistema mide el potencial generado por la corriente inyectada sobre los electrodos y los envía a una aplicación software que realiza una reconstrucción de la imagen de distribución de impedancia (Basak, y otros, 2022) (Darnajou, y otros, 2020) (Mansouri, y otros, 2021). El desempeño de los sistemas de TIE se basa en la resolución espacial o el número de electrodos empleados, la relación señal-ruido (SNR) y la resolución temporal, que se define por la velocidad de procesamiento de las medidas de voltaje, su unidad de medida es el número de frames por segundo (fps) (Escobar Revelo, 2020). Para el desarrollo de este trabajo, se realizó la implementación de un sistema de TIE-3D basado en el AD5933 y se analizaron las capacidades para detectar cambios de distribución de impedancia dentro de un tanque con solución salina.

### 2.1. Descripción del sistema TIE-3D.

El sistema TIE que se propone se basado en (Muñoz, y otros, 2022), el cual emplea el AD5933 y presenta un alto desempeño en cuanto a resolución temporal. En la Figura 1 se presenta el diagrama esquemático, del cual se puede observar cada uno de los módulos que lo componen: i) Un generador de señal, contenido en el circuito integrado AD5933 que genera una señal de voltaje alterno ( $V_{out}$ ) de 1 mV<sub>pp</sub>, que luego ingresa a un filtro pasa alto (HPF) con el fin de eliminar las componentes de corriente continua, la señal generada se define de 50 kHz, debido que es la frecuencia más empleada en TIE diferencial para aplicaciones biomédicas (Escobar Revelo, 2020); ii) Una fuente de corriente controlada por voltaje, es decir la señal de voltaje generada por el AD5933 la convierte en una corriente alterna de 1 mA; iii) Cuatro multiplexores de *Analogic Devices* ADG732, 2 para generar patrones de inyección de corriente y los restantes para medición de voltaje. Los multiplexores gestionarán 32 electrodos; iv) Un amplificador de instrumentación encargado de medir las diferencias de voltaje entre dos electrodos, el cual es implementado con tres OP TL084. v) Un procesador digital de señales, contenido en el circuito integrado AD5933 que permite calcular la parte real e imaginaria de la impedancia del objeto de estudio; vi) un convertidor de analógico a digital (ADC) y un convertidor de digital a analógico (DAC), ambos contenidos en el circuito integrado AD5933 vii) Una tarjeta de desarrollo ESP32-S3, que se encarga de configurar la frecuencia de la señal de corriente a ser generada por el AD5933, gestiona los multiplexores, así como obtener y transmitir la impedancia estimada por el integrado AD5933 a una computadora personal a través de una de sus interfaces de comunicación integradas, en este caso mediante Bluetooth. El sistema EIT se considera un equipo electromédico de clase I-tipo B e incluye una red de protección resistivo-capacitiva conectada en serie a cada canal del multiplexor. Esta red filtra los componentes de DC de las señales de corriente para cumplir con la norma de seguridad IEC60601 para equipos médicos (Muñoz, y otros, 2022).

### 2.2. Patrón de inyección y medición

El patrón de inyección utilizado es el patrón adyacente, una de las secuencias de medida más comunes en TIE (Li, y otros, 2023). Los 32 electrodos (P1 a P32) en un arreglo de dos añillos de 16 electrodos se conectan a la superficie de un tanque en el que se realizan las pruebas de desempeño y de reconstrucción de distribución de impedancia (Figura 2). La secuencia de inyección comienza con la inyección de corriente a través de los pares P1-P2 y se toman 29 mediciones de voltaje a través de los pares: P3-P4, P4-P5, P5-P6, ..., P31-P32. Posteriormente, la inyección se realiza a través de P2-P3 y se toman mediciones a través de los pares: P4-P5, P5-P6, ..., P32-P1. El proceso de toma de datos finaliza cuando se utiliza el par P31-P32 para la inyección. La inyección se mantiene durante un período de tiempo fijado por un temporizador mientras se realizan las 29 mediciones de voltaje. Este procedimiento genera una matriz de 32 × 29, que se conoce como frame.

Para gestionar los 32 electrodos para inyección y medición, se implementa una etapa de multiplexación

mediante 4 multiplexores ADG732; se utilizan dos multiplexores para inyección y los otros dos para medición de los voltajes. Los multiplexores son controlados por la ESP32-S3 mediante 5 bits; estos presentan baja resistencia de encendido, bajo consumo de potencia, alta velocidad de conmutación y baja corriente de fuga, además de que pueden operar como multiplexores o demultiplexores.

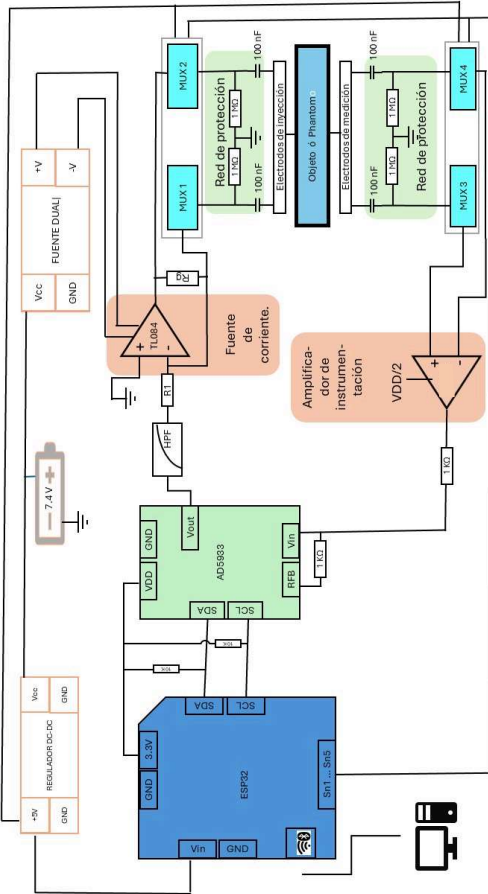


Figura 1: Esquema prototipo propuesto.

### 2.3. Polarización del sistema TIE

El sistema está alimentado por dos baterías ICR 18650 2800 mAh de 3.7 Voltios cada una, colocadas en serie de tal forma que se tiene una fuente capaz de brindar 7.4 Voltios, con este potencial se alimenta dos componentes, primero el módulo LM2596 regulador DC que proporciona 5 Voltios con el que se alimenta la ESP32-S3 y a los 4 Multiplexores ADG732, segundo, a una fuente dual (DCWN03E-05) que polariza los amplificadores operaciones de ADTL084 con +5 y -5 voltios. Mediante la salida de 3.3 voltios que dispone la ESP32-S3 se realizan tres polarizaciones: primero se polariza el convertor de impedancia AD5933 ( $V_{DD} = 3.3$  V). Segundo, se polarizan las resistencias Pull-Up del protocolo de comunicación serial I2C y, tercero, mediante un divisor de voltaje se consigue  $V_{DD}/2$  que se le proporciona al amplificador de instrumentación. La Figura 4 muestra el sistema TIE-3D implementado.



Figura 2: Tanque de pruebas para el sistema TIE.

### 2.4. Algoritmos de reconstrucción

El sistema emplea un enfoque de TIE diferencial, que se basa en la variación de la conductividad entre un estado de referencia (mediciones homogéneas) y un estado con el objeto de estudio presente (mediciones no homogéneas). El proceso algorítmico de reconstrucción es gestionado mediante el entorno EIDORS (*Electrical Impedance Tomography and Diffuse Optical Tomography Reconstruction Software*) y Matlab y comprende las siguientes etapas:

- **Solución del problema directo:** Se emplea el Método de Elementos Finitos (FEM) para modelar la geometría del volumen y la distribución teórica del potencial eléctrico. Además, se define parámetros como la conductividad de la solución salina, el número de anillos (2 anillos de 16 electrodos cada uno) y el patrón de inyección.
- **Solución del problema inverso:** A partir de los voltajes de contorno medidos, se implementa un algoritmo basado en el método de reconstrucción de Gauss-Newton y la regularización de Noser para determinar los cambios de conductancia en el interior del objeto.

### 2.5. Experimentos de prueba del sistema TIE-3D

El modelo de Cole-Cole es empleado como un circuito equivalente para simular tejidos biológicos y validar la precisión del sistema desarrollado (Figura 5). Este modelo es útil para realizar medidas de bioimpedancia (Vosika, y otros, 2013) (Naranjo-Hernández, y otros, 2024) y está compuesto por una impedancia determinada por un capacitor que permite simular las propiedades eléctricas como la conductividad y permitividad de un tejido biológico (Muñoz, y otros, 2022). Los valores seleccionados para los elementos de este circuito buscan que la impedancia total sea inferior a 1 k $\Omega$ ; que es el rango para el que se diseñó el prototipo. Los valores usados para  $R_1$  son 1.5, 12, 235, 465, 801  $\Omega$ ,  $R_2 = 197$   $\Omega$  y  $C = 100$  nF; el sistema TIE-3D se emplea para medir la impedancia del modelo de Cole-Cole para los diferentes valores de  $R_1$ ; se conecta los puertos impares a un terminal y los pares al otro del modelo de Cole-Cole, esta conexión garantiza que, aplicando inyección y medición adyacente, el sistema TIE-3D tenga la misma impedancia para todas las combinaciones de

pares de electrodos. Finalmente se hace la comparación entre el valor teórico y medido; además, se realiza la respectiva calibración del sistema como indica el manual del AD5399 (Analog, 2024).

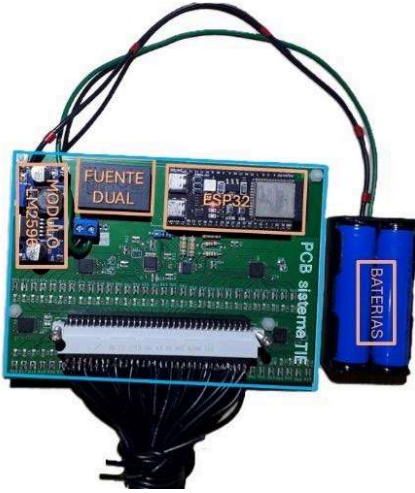


Figura 4: Prototipo del sistema TIE-3D.

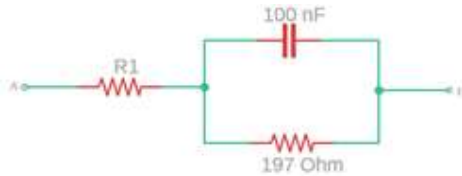


Figura 5: Modelo de Cole-Cole.

Por otra parte, los tanques con solución salina son modelos físicos usados para imitar las propiedades estructurales y/o eléctricas de los tejidos biológicos (Mun, y otros, 2024) (Ekinci, 2023). Para este proyecto se usa un tanque cilíndrico con un diámetro de 15 cm y una altura de 22 cm (Figura 2), dentro del cual se colocó solución salina con una concentración de 4 gr/L. Además, dentro del tanque se ingresan elementos conductivos y no conductivos, específicamente: un tubo metálico, un pepino y un tubo plástico, para posteriormente obtener una imagen de la distribución de impedancia para cada elemento, mediante una aplicación desarrollada empleando EIDORS y MatLab.

Las pruebas inician conectando el prototipo al tanque de pruebas con la solución salina, posteriormente se enciende el sistema TIE-3D para generar la inyección de corriente 1 mA<sub>rms</sub>, la frecuencia de trabajo es de 50 kHz, y en la etapa de recepción se configura el amplificador de ganancia programable a x5. Las mediciones homogéneas (mediciones con el tanque solo con solución salina), son enviadas a un computador mediante Bluetooth; posteriormente se ingresan elementos al tanque para tomar las mediciones no homogéneas (Mediciones del tanque con solución salina y elementos de distintas impedancias) que igualmente son enviadas vía Bluetooth al computador. Para las mediciones no homogéneas se introducen, de forma individual y simultánea, un tubo de acero, uno de PVC y un tejido vegetal (pepino) en el tanque con solución salina. Una vez las mediciones homogéneas y no-homogéneas son almacenadas en el

computador, se ejecuta la aplicación de reconstrucción de imágenes de TIE; esta aplicación genera el modelo FEM, en el cual se define la conductividad de la solución salina, el número de electrodos, número de anillos y tipo de inyección y medición de señales, además, como entradas tiene las medidas homogéneas y no homogéneas; posteriormente, se define el método el algoritmo de reconstrucción y de regularización, Gauss-Newton y Noser respectivamente para este proyecto. Finalmente, la aplicación desarrollada realiza la reconstrucción de la imagen 3D basándose en la diferencia de conductividad entre las medidas homogéneas y las no homogéneas.

## 2.6. Métricas de desempeño

La índices para evaluar el desempeño del sistema propuesto son: la SNR para la cual se consideran 10 frames de mediciones homogéneas del tanque con solución salina; y se calcula mediante la Ecuación 1.

$$SNR = 20 \log \left( \frac{m_i}{\sigma_{m_i}} \right) \quad (1)$$

Donde  $m_i$  es la media y  $\sigma_{m_i}$  la desviación estándar de cada uno de los  $i$  datos de los frames.

El segundo índice de desempeño empleado es el error relativo ( $E_R$ ), con el que se busca comparar las mediciones de impedancias medido por el sistema propuesto y la impedancia teórica del modelo de Cole-Cole, este índice si obtiene mediante la Ecuación 2.

$$E_R = \left( \frac{I_r - I_m}{I_r} \right) * 100 \quad (2)$$

Donde  $I_r$  e  $I_m$  representan la impedancia teórica y medida con el sistema TIE-3D respectivamente.

## 3. Resultados

### 3.1. Pruebas modelo de Cole-Cole

Los resultados obtenidos sobre el modelo de Cole-Cole se registran en la Tabla 1, en la cual se presentan los valores medidos de la impedancia y su valor teórico; además del error relativo, el cual se calcula aplicando la Ecuación 2. Para esta prueba se toma 1 frame del modelo de Cole-Cole para cada valor de  $R_1$ . Los terminales pares del sistema se conectaron del terminal A del modelo de Cole-Cole y los terminales impares al terminal B, garantizando que el sistema tenga la misma impedancia entre cada par de electrodos, debido al patrón adyacente de inyección y medición.

Tabla 1. Error relativo de mediciones del sistema TIE-3D.

$R_1$ (Ohm)	Impedancia teórica	Impedancia medida	Error relativo (%)
1.5	31.39	31.39	0.12
12	35.08	34.87	0.59
235	241.88	236.64	2.16

465	470.92	457.21	2.91
801	806.50	813.69	0.88

El sistema TIE-3D presenta un error relativo inferior al 2.91% evidenciando un buen desempeño en la medición de la impedancia. La medición de impedancia del AD5933 se realiza según la configuración descrita en el manual de operación del dispositivo (Analog, 2024).

### 3.2. Relación señal-ruído

La SNR se calcula a partir de las mediciones homogéneas en el phantom salino, cada frame contiene 32 X 29 de las mediciones. Mediante Matlab se calcula la media ( $m_i$ ) y la desviación estándar ( $\sigma_{m_i}$ ) de cada elemento de los 10 frames obtenidos; mediante la Ecuación 1 se calcula la SNR; la cual presentó una media de 70 dB, resultado que evidencia un buen desempeño del sistema TIE-3D diseñado.

### 3.3. Reconstrucción de imágenes de TIE.

Las imágenes reconstruidas a partir de los frames capturados con el sistema TIE-3D se presentan en las Figuras 6 a 10, cada una de las imágenes se muestra el montaje físico y la distribución de impedancia en 3D del objeto analizado sobre el modelo FEM creado; de igual forma se muestra la distribución de impedancia en plano lateral, para una mejor visualización de la reconstrucción.

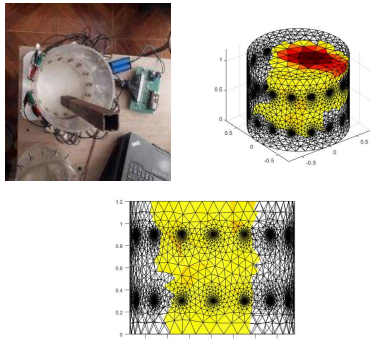


Figura 6: Reconstrucción de la distribución de impedancia de objeto conductor.

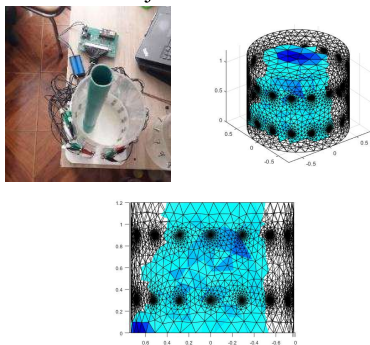


Figura 7: Reconstrucción de la distribución de impedancia de objeto no conductor.

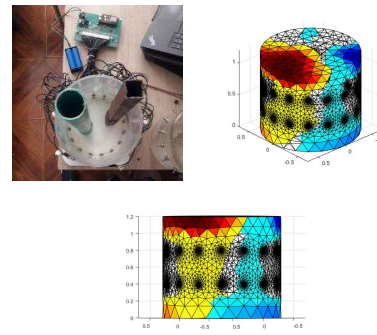


Figura 8: Reconstrucción de distribución de impedancia de PVC-Hierro.

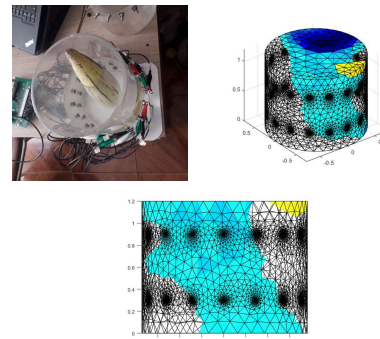


Figura 9: Reconstrucción de la distribución de impedancia de pepino.

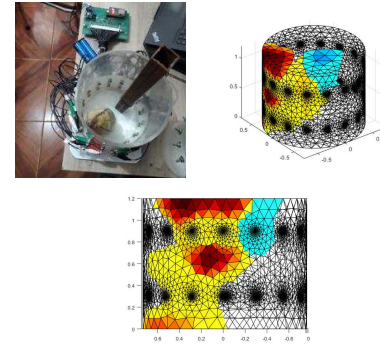


Figura 10: Reconstrucción de la distribución de impedancia de Pepino-Tubo de Hierro.

En la Figura 6 se muestra la imagen reconstruida de la distribución de conductividad de un tubo de hierro cuadrado de 2.5 cm de lado. Si bien el hierro no es conductor eficiente, tiene una alta conductividad, aproximadamente  $1 \cdot 10^7$  S/m (Callister Jr, y otros, 2020). Este experimento muestra el cambio de distribución de conductividad del tubo de hierro, el color rojo que se presenta en la reconstrucción de la imagen de TIE indica que esta inclusión presenta mayor conductividad que el medio. En la Figura 7, se puede observar la imagen TIE reconstruida con una inclusión en el phantom de un objeto de baja conductividad (Tubo de PVC).

Posteriormente, se introducen en el phantom dos objetos simultáneamente, los cuales tienen diferentes conductividades (Figura 8), con lo que se busca simular la respuesta del sistema ante un escenario más complejo. Se utilizó el tubo plástico y el tubo de hierro, el resultado muestra la capacidad del sistema TIE-3D para detectar cambios de conductividad

simultáneamente. La Figura 9 muestra la inclusión en el phantom del tejido vegetal; el resultado muestra que la reconstrucción presenta un artefacto fruto del ruido de medición. Finalmente, se evalúa el comportamiento del sistema TIE frente a un tejido vegetal (pepino) y metal (tubo metálico), obteniendo que el sistema logra diferenciar la conductividad de ambas inclusiones (Figura 10)

De los resultados obtenidos, se evidencia que el prototipo propuesto y los algoritmos de reconstrucción y regularización Gauss-Newton, Laplace respectivamente y TIE diferencial, muestran un buen desempeño al determinar cambios de conductividad al interior de un medio salino.

En términos generales, el sistema propuesto tiene la capacidad de procesar y transmitir los voltajes de contorno; además, la resolución espacial permite ver la distribución de conductividad de forma clara, pero es recomendable realizar un análisis con otros algoritmos de reconstrucción de imágenes para mitigar el ruido de medición en la reconstrucción de imágenes de TIE 3D y así disminuir los artefactos en la imagen.

#### 4. CONCLUSIONES

Se logra desarrollar un prototipo de sistema de TIE-3D así como evaluar su desempeño. El sistema TIE propuesto es portátil, inalámbrico y autónomo, capaz de recolectar y transmitir un frame en 38 segundos. La resolución espacial del prototipo permite visualizar la distribución de impedancia del medio de estudio, teniendo en cuenta que el sistema es capaz de reconocer las diferentes conductividades de los elementos introducidos en el phantom. La presencia de artefactos en las imágenes de TIE 3D obliga a mejorar el proceso de reconstrucción con otros algoritmos. Finalmente, con las características obtenidas por el sistema TIE-3D implementado (SNR promedio de 70 dB y una resolución temporal de un frame cada 38 segundos), es una buena alternativa para estudios de TIE de procesos de baja variabilidad temporal y que sea necesario identificar diferentes tipos de conductividades.

#### REFERENCIAS

Adler, A. and Holder D., 2004. Electrical impedance tomography: methods, history and applications. CRC Press. London.

Analog Devices- AD5933 // AD5933. <https://www.analog.com/en/products/ad5933.html>. Access (August 2024).

Basak, R. and Wahid K., 2022. A rapid, low-cost, and high-precision multifrequency electrical impedance tomography data acquisition system for plant phenotyping. *Remote Sensing*. MDPI, Vol. 14. 3214. DOI: <https://doi.org/10.3390/rs14133214>.

Bayford, R., Sadleir, R., Frerichs, I., Oh, T. I., & Leonhardt, S., 2024. Progress in electrical impedance tomography and bioimpedance. *Physiological Measurement*, 45(8), 080301. *Physiological Measurement*. August de 2024. - Vol. 45. 080301. DOI: <https://doi.org/10.1088/1361-6579/ad68c1>.

Binley A. and others 1996, Finite element based three-dimensional forward and inverse solvers for electrical impedance tomography. *IEEE Colloquium on Advances in Electrical Tomography (Digest No: 1196/143)*. DOI: <https://doi.org/10.1049/ic:19960834>.

Callister, D. and Rethwisch, D., 2020. *Materials science and engineering: an introduction*. John Wiley & sons. New York.

Châteaux J., & Nadi, M., 2000. Comparison of performances of electrical impedance tomography evaluated with 2-D and 3-D models. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 48(11), 1874-1878. DOI: [10.1109/22.883865](https://doi.org/10.1109/22.883865).

da Mata, A., de Moura, B., Martins, M., Palma, F., & Ramos, R., 2021. Electrical conductivity effect on the performance evaluation of EIT systems: A review. *Measurement*, 178, 109401. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2021.109401>.

Darnajou, M., Dupré, A., Dang, C., Ricciardi, G., Bourenane, S., Bellis, C., & Mylvaganam, S. (2020). High speed EIT with multifrequency excitation using FPGA and response analysis using FDM. *IEEE Sensors Journal*, 20(15), 8698-8710. DOI: [10.1109/JSEN.2020.2984388](https://doi.org/10.1109/JSEN.2020.2984388).

Ekinci, F., 2023. Investigation of tissue equivalence of phantom biomaterials in 4He heavy ion therapy. *Radiation Effects and Defects in Solids*, 178(3-4), 500-509. DOI: <https://doi.org/10.1080/10420150.2022.2153251>.

Escobar, F., Mosquera, V., & Rengifo, C., 2020. Electrical impedance tomography: hardware fundamentals and medical applications. *Ingeniería Solidaria*, 16(3), 2. <https://link.gale.com/apps/doc/A642570631/IFME?u=anon~90f8b89c&sid=googleScholar&xid=3411caf8>.

Gómez-Cortés, J. C., Díaz-Carmona, J. J., Padilla-Medina, J. A., Calderon, A. E., Gutiérrez, A. I. B., Gutiérrez-López, M., & Prado-Olivarez, J., 2022. Electrical impedance tomography technical contributions for detection and 3D geometric localization of breast tumors: A systematic review. *Micromachines*, 13(4), 496. DOI: <https://doi.org/10.3390/mi13040496>.

Ke, X. Y., Hou, W., Huang, Q., Hou, X., Bao, X. Y., Kong, W. X., & Dong, L. H., 2022. Advances in electrical impedance tomography-based brain imaging. *Military Medical Research*, 9(1), 10. DOI: <https://doi.org/10.1186/s40779-022-00370-7>.

Kleineremann, F., Avis, N., Judah, S., & Barber, D., 1996. Three-dimensional image reconstruction for electrical impedance tomography. *Physiological measurement*, 17(4A), A77. DOI: [10.1088/0967-3334/17/4A/011](https://doi.org/10.1088/0967-3334/17/4A/011).

Li, Y., Wang, N., Fan, L., Zhao, P., Li, J., Huang, L., & Wang, Z., 2023. Robust electrical impedance tomography for biological application: A mini review. *Heliyon*, 9(4). DOI: <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2023.e15195>.

Mansouri, S., Alharbi, Y., Haddad, F., Chabcoub, S., Alshrouf, A., & Abd-Elghany, A., 2021. Electrical Impedance tomography—recent applications and

- developments. *Journal of electrical bioimpedance*, 12(1), 50. DOI: <https://doi.org/10.2478/joeb-2021-0007>.
- Mun, N. E., Tran, T. K. C., Park, D. H., Im, J. H., Park, J. I., Le, T. D., ... & Yoo, S. W., 2024. Endoscopic hyperspectral imaging system to discriminate tissue characteristics in tissue phantom and orthotopic mouse pancreatic tumor model. *Bioengineering*, 11(3), 208. DOI: <https://doi.org/10.3390/bioengineering11030208>.
- Muñoz, J., Mosquera, V., & Rengifo, C., 2022. A low-cost, portable, two-dimensional bioimpedance distribution estimation system based on the AD5933 impedance converter. *HardwareX*, 11, e00274. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ohx.2022.e00274>.
- Naranjo-Hernández, D., Reina-Tosina, J., Roa, L., Barbarov-Rostán, G., Ortega-Ruiz, F., & Cejudo, P., 2024. Smart bioimpedance device for the assessment of peripheral muscles in patients with COPD. *Sensors*, 24(14), 4648. DOI: <https://doi.org/10.3390/s24144648>.
- Rerkratn, A., Chitsakul, K., Suwanna, P., & Sangworasil, M., 2000. Electrical impedance Tomography system Using 3D finite element algorithm. In *2000 TENCON Proceedings. Intelligent Systems and Technologies for the New Millennium*. Vol. 1, 499-502. DOI: [10.1109/TENCON.2000.893718](https://doi.org/10.1109/TENCON.2000.893718).
- Tomasino, S., Sassanelli, R., Marescalco, C., Meroi, F., Vetrugno, L., & Bove, T., 2020. Electrical impedance tomography and prone position during ventilation in COVID-19 pneumonia: Case reports and a brief literature review. In *Seminars in Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*, Vol. 24(4), 287-292. Sage CA: Los Angeles, CA: SAGE Publications. DOI: [10.1177/1089253220958912](https://doi.org/10.1177/1089253220958912).
- Vauhkonen, P., Vauhkonen, M., Savolainen, T., & Kaipio, J., 2002. Three-dimensional electrical impedance tomography based on the complete electrode model. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 46(9), 1150-1160. DOI: [10.1109/10.784147](https://doi.org/10.1109/10.784147).
- Vauhkonen, P., Vauhkonen, M., Savolainen, T., & Kaipio, J., 1999. Static three-dimensional electrical impedance tomography. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 873(1), 472-481. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1749-6632.1999.tb09496x>.
- Vosika, Z., Lazovic, G., Misevic, G., & Simic-Krstic, J., 2013. Fractional calculus model of electrical impedance applied to human skin. *PloS one*, 8(4), e59483. DOI: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0059483>.